

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 2001-245844  
 (43) Date of publication of application : 11.09.2001

(51) Int.Cl. A61B 1/00  
 A61B 1/04  
 G02B 23/24  
 H04N 5/225  
 H04N 7/18

(21) Application number : 2000-058720

(71) Applicant : ASAHI OPTICAL CO LTD

(22) Date of filing : 03.03.2000

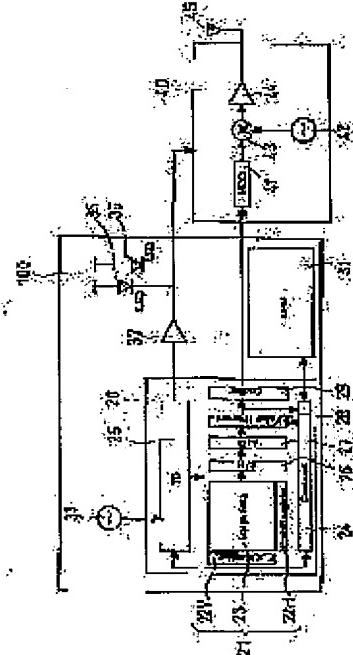
(72) Inventor : NAKAJIMA MASAAKI  
 NINOMIYA ICHIRO  
 NAKAMURA TETSUYA  
 EGUCHI MASARU  
 FUSHIMI MASAHIRO  
 NAKANISHI TAICHI  
 OHARA KENICHI

## (54) CAPSULE ENDOSCOPE

## (57) Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a miniaturized capsule endoscope.

**SOLUTION:** The sealed capsule of the capsule endoscope houses a lighting means to light the inside of a living organism, an imaging means to image the part illuminated by the lighting means and a transmission means to transmit an image signal, which is imaged and outputted by the imaging means, to the outside of the body. The imaging means is provided with a solid-state image sensing device which has an imaging sensor, a scanning control means to control the scanning of the imaging sensor and a signal processing means to process the signals outputted by the imaging sensor all integrated on the same chip.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-245844

(P2001-245844A)

(43)公開日 平成13年9月11日 (2001.9.11)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコ-ト <sup>8</sup> (参考)
A 6 1 B 1/00	3 2 0	A 6 1 B 1/00	3 2 0 B 2 H 0 4 0
1/04	3 7 2	1/04	3 7 2 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A 5 C 0 2 2 B 5 C 0 5 4 C

審査請求 未請求 請求項の数 5 O.L. (全 5 頁) 最終頁に統く

(21)出願番号 特願2000-58720(P2000-58720)

(71)出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(22)出願日 平成12年3月3日(2000.3.3)

(72)発明者 中島 雅章

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72)発明者 二ノ宮 一郎

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(74)代理人 100083286

弁理士 三浦 邦夫

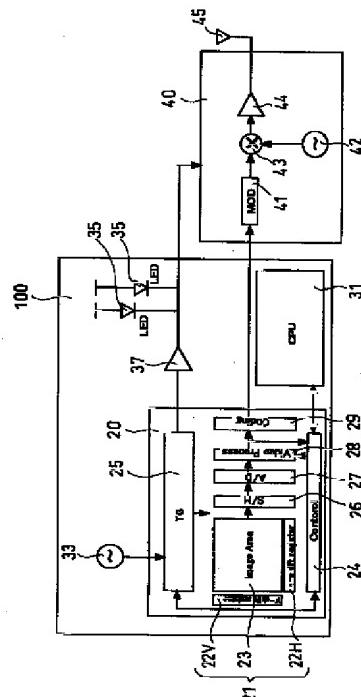
最終頁に統く

(54)【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57)【要約】

【目的】 小型化されたカプセル内視鏡を提供する。

【構成】 生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し、出力した画像信号を体外に送信する送信手段とを密閉カプセルに内蔵するカプセル内視鏡において、前記撮像手段に、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、該イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とを同一チップ上に集積した固体撮像素子を備えた。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項1】** 生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し、出力した画像信号を体外に送信する送信手段とを密閉カプセルに内蔵するカプセル内視鏡において、

前記撮像手段は、

イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、該イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とを同一チップ上に集積した固体撮像素子を備えていることを特徴とするカプセル内視鏡。

**【請求項2】** 請求項1記載のカプセル内視鏡において、前記信号処理手段として、前記イメージセンサの出力信号をA/D変換するA/D変換手段と、該A/D変換した信号をビデオ処理するビデオ処理手段と、該ビデオ処理された信号をコード化するコード化手段のうち、少なくとも一つ備えているカプセル内視鏡。

**【請求項3】** 請求項2記載のカプセル内視鏡において、前記ビデオ処理手段はオートホワイトバランス機能を備えているカプセル内視鏡。

**【請求項4】** 請求項1から3いずれか一項に記載のカプセル内視鏡は、

前記照明手段の発光を制御する発光制御手段と、前記送信手段への電力供給を制御する電力供給制御手段とを備え、該発光制御手段、該電力供給制御手段のうち少なくとも1つは、前記固体撮像素子に集積されているカプセル内視鏡。

**【請求項5】** 請求項1から4いずれか一項に記載のカプセル内視鏡において、前記イメージセンサは、MOS型イメージセンサであるカプセル内視鏡。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

**【発明の技術分野】** 本発明は、体腔内を撮像し、その画像情報を体外に無線送信するカプセル内視鏡に関する。

**【0002】**

**【従来技術およびその問題点】** 従来のファイバースコープや電子内視鏡装置は、人体外に配置した操作部や画像モニタ装置と、人体内に導入される撮像部とが可挠性管でつながれた構成となっている。被験者の苦痛を軽減するために撮像ヘッド部の小型化や細径化が図られても、「管」が被験者の喉を通る苦痛を根本的になくなすことができない。そこで近年、管のないカプセル状の撮影部と、この撮影部とは離隔された画像モニタ部を有するカプセル内視鏡装置が提案されている。

**【0003】** 提案されているカプセル内視鏡装置は、体腔内を撮像する固体撮像素子と、この固体撮像素子が撮像した画像情報を送信する送信器と、これらに電力供給する電池とを備えたカプセル内視鏡を体内に導入し、体内のカプセル内視鏡が撮像した画像情報を無線によって体外の画像モニタ部へ送信するものである。この固体撮

像素子としてはCCDイメージセンサが想定されているが、CCDイメージセンサでは消費電力が大きく大容量の電池を必要とするため、カプセル内視鏡の大型化を招いて好ましくない。

**【0004】**

**【発明の目的】** 本発明は、小型化されたカプセル内視鏡を提供することを目的とする。

**【0005】**

**【発明の概要】** 本発明は、生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、該撮像手段が撮像し、出力した画像信号を体外に送信する送信手段とを密閉カプセルに内蔵するカプセル内視鏡において、前記撮像手段は、イメージセンサと、該イメージセンサの走査を制御する走査制御手段と、該イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とを同一チップ上に集積した固体撮像素子を備えていることを特徴とする。この構成によれば、密閉カプセル内に前記走査制御手段と前記信号処理手段を配設するスペースを設ける必要がなく、カプセル内視鏡を小型化することができる。

**【0006】** このカプセル内視鏡において、前記信号処理手段として、前記イメージセンサの出力信号をA/D変換するA/D変換手段と、該A/D変換した信号をビデオ処理するビデオ処理手段と、画像処理した信号をコード化するコード化手段のうち、少なくとも一つを備えていることが好ましく、さらに前記ビデオ処理手段はオートホワイトバランス機能を備えているとよい。またカプセル内視鏡は、前記照明手段の発光を制御する発光制御手段と、前記送信手段への電力供給を制御する電力供給制御手段とを備え、該発光制御手段、該電力供給制御手段のうち少なくとも1つは、前記固体撮像素子に集積されていると、さらにカプセル内視鏡を小型化することができるので、好ましい。また、前記イメージセンサとしては、CCDよりも少ない消費電力で動作するMOS型のイメージセンサを使用することが好ましい。

**【0007】**

**【発明の実施の形態】** 以下、図面に基づいて本発明を説明する。本発明を適用したカプセル内視鏡10は、測定観察時に被験者の体内に導入されて体腔内の様子を撮像し、その画像情報を体外の受信装置に無線送信するものである。図1は、カプセル内視鏡10の主要構成を模式的に示した図である。カプセル内視鏡10は、前方(図1の左方)から、対物光学系15、生体内を照明する発光ダイオード(LED)35及び固体撮像素子20を備えた信号処理・発光部100、信号処理・発光部100が送出する画像信号を送信する送信器40、駆動電源となる電池60、送信アンテナ45を備え、これら全体が水密性の密閉カプセル50内に収納されている。

**【0008】** 密閉カプセル50は、前端部および後端部が丸みを帯びた(球面形状の)全體として滑らかな外観

の円筒形に形成され、前部に半球状の透明カバー50aが透明材料で形成されている。カプセル内視鏡10は、LED35によって照明され透明カバー50aを通して観察される被検部を対物光学系15及び固体撮像素子20を介して撮像する。固体撮像素子20から出力される画像信号は、送信器40で変調・増幅されて送信信号となり、送信アンテナ45を介して体外に送信される。

【0009】図2にはカプセル内視鏡10の制御系の主要構成をブロックで示してある。この制御系は、信号処理・発光部100と送信器40から構成されている。信号処理・発光部100には、被検部を撮像し、画像信号に変換して出力する固体撮像素子20が設けられている。本実施形態において、固体撮像素子20は、イメージセンサ21、制御部24、タイミングジェネレータ25、サンプルホールド回路26、A/Dコンバータ27、ビデオ処理回路28及びコード化回路29を同一チップ上に集積したものである。

【0010】タイミングジェネレータ25は、制御部24を介してCPU31に接続され、CPU31の制御下でコンバータ37を動作させ、LED35の発光制御及び送信器40の電力供給制御を行う。即ち、タイミングジェネレータ25、CPU31で発光制御手段及び電力供給手段が構成される。コンバータ37が動作すると、LED35及び送信器40に直流電圧が供給されるため、LED35が非導通状態となる一方、送信器40への電力供給が行われる。この状態では、LED35の発光が停止されるため、イメージセンサ21で電荷蓄積が行われず、送信器40の送信動作が実行される。これに対し、コンバータ37が動作していない状態では、LED35及び送信器40に直流電圧が供給されないため、LED35が導通状態となる一方、送信器40への電力供給が遮断される。この状態では、LED35が発光し、イメージセンサ21で電荷蓄積が行われるが、送信器40の送信動作が停止される。上述のように、LED35の発光と送信器40への電力供給、即ちイメージセンサ21の電荷蓄積と送信器40による送信動作は、CPU31の制御下でタイミングジェネレータ25、コンバータ37を介して交互に切り換えられる。CPU31は、コンバータ37の動作時間、即ちLED35の照明時間を制御する制御信号を制御部24を介してタイミングジェネレータ25に出力する。図4にはLED35の照明時間と送信器40の送信動作時間のタイミングチャートの一例を示してある。

【0011】また、タイミングジェネレータ25は、発振器33で発生されたクロック信号を入力して同期信号を発生させ、これをCPU31の制御下でイメージセンサ21に与えることにより、イメージセンサ21の走査を制御する。即ち、タイミングジェネレータ25、CPU31は走査制御手段としても機能する。イメージセンサ21は、各セルの蓄積電荷（蓄積信号）を順次出力さ

せるMOS型のイメージセンサであり、CCD等の電荷結合素子を利用したイメージセンサよりも少ない駆動電力で動作する。イメージセンサ21は、対物光学系15を通して受光した光を各セル毎に光電変換して蓄積するイメージ部23、イメージ部23のアドレスを指定する水平方向走査シフトレジスタ22H及び垂直方向走査シフトレジスタ22Vを有している。水平方向走査シフトレジスタ22H、垂直方向走査シフトレジスタ22Vのそれぞれは、タイミングジェネレータ25から与えられた同期信号に基づき動作して、アドレスを順番に指定し、イメージ部23の各セルに蓄積された電荷（蓄積信号）を順次読み出す。

【0012】サンプルホールド回路26は、イメージセンサ21が output した蓄積信号を各セル単位で電圧に変換する回路であり、A/Dコンバータ27はサンプルホールド回路26で変換された電圧をA/D変換するものである。サンプルホールド回路26、A/Dコンバータ27によってA/D変換手段が構成される。ビデオ処理回路28は、各種のビデオ処理を行う回路で、オートホワイトバランス機能を備えている。コード化回路29は、ビデオ処理された画像信号をコード化する回路である。なお、サンプルホールド回路26、A/Dコンバータ27、ビデオ処理回路28、コード化回路29によって信号処理手段が構成される。

【0013】CPU31はビデオ処理された画像信号を入力し、この画像信号のR、G、B信号の各強度に基づいてR、G、B出力のゲイン（増幅率）を調整する調整信号をビデオ処理回路28に出力する。また、CPU31は、イメージセンサ21の電荷蓄積時間を制御する制御信号をタイミングジェネレータ25に出力する。なお、CPU31とタイミングジェネレータ25またはビデオ処理回路28の間の通信は、制御部24を介して行われる。

【0014】送信器40は、入力した画像信号を送信信号に変換して体外に送信する機能を有し、入力した画像信号を変調信号に変換する変調器41、搬送波を発生する発振器42、変調信号と搬送波を乗算する乗算器43、及び変調信号が乗った搬送波を増幅する送信アンプ44が設けられている。送信アンプ44で増幅された搬送波は、送信用信号として送信アンテナ45から体外に送信される。なお、上述したように、この送信動作はコンバータ37が動作している状態で実行される。

【0015】図3にはカプセル内視鏡10に設けられたリードスイッチ61の概要を示してある。このリードスイッチ61は磁気の有無に応じてオン・オフするスイッチである。本実施形態では、カプセル内視鏡10の周囲に磁気がないとき、リードスイッチ61がオンして電池60からカプセル内視鏡10へ電力供給する構成となっている。なお、不使用時には、カプセル内視鏡10は永久磁石を内蔵した防磁容器内に保管される。

【0016】以上の構成に基づいて、カプセル内視鏡10の使用について図2を参照して説明する。先ず、被験者の体から磁気を帯びたものをすべて取り除き、被験者にカプセル内視鏡10を嚥下させる。被験者の体内では、リードスイッチ61がオンして電池60からカプセル内視鏡10へ電力が供給され、測定観察が開始される。体腔内では、カプセル内視鏡10に押しのけられた管腔の一部が透明カバー50aに密着する。この密着した部分および透明カバー50aの前方に位置する部分がLED35によって照明されると、照明された被検部の像が対物光学系15によってイメージ部23上に形成され、イメージ部23の各セル毎に光電変換され所定時間蓄積される。所定時間経過すると、CPU31は、タイミングジェネレータ25に同期信号を出力させてイメージ部23で蓄積した電荷を水平方向走査シフトレジスタ22H、垂直方向走査シフトレジスタ22Vにより順次読み出させる。読み出された蓄積電荷は、サンプルホールド回路26、A/Dコンバータ27、ビデオ処理回路28、及びコード化回路29によって画像信号に変換され、送信器40に出力される。またCPU31は、タイミングジェネレータ25に同期信号を出力させると同時に、送信器40を動作させる制御信号を与える。すると、コンバータ37が駆動してLED35の発光が停止し、送信器40に電力供給が行われる。そして、コード化回路29から出力された画像信号は、送信器40で送信用信号に変換され、送信アンテナ45から送信される。この送信信号は、体外の受信装置により受信され、復調され、撮像した像がモニタ装置に映し出されて観察される。

【0017】本実施形態では、制御部24、タイミングジェネレータ25、サンプルホールド回路26、A/Dコンバータ27、ビデオ処理回路28及びコード化回路29をイメージセンサ21と同一のチップ上に設けて固体撮像素子20内に集積しているが、上述した回路の少なくとも一つを集積したり、他の回路・部品を集積したりすることも可能である。要は、固体撮像素子20内に集積して密閉カプセル50内のスペースを設ける必要がなくなれば、カプセル内視鏡10の小型化に貢献することができる。

#### 【0018】

【発明の効果】本発明は、イメージセンサと、該イメー

ジセンサの走査を制御する走査制御手段と、該イメージセンサの出力信号を処理する信号処理手段とを同一チップ上に集積した固体撮像素子を備えているので、前記各手段を配設するスペースを密閉カプセル内に設ける必要がなく、カプセル内視鏡を小型化することができる。また、MOS型イメージセンサを使用した場合には消費電力を削減でき、電池の大型化を防いで、さらにカプセル内視鏡を小型化することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明を適用したカプセル内視鏡の主要構成を模式的に示した図である。

【図2】 同カプセル内視鏡の制御系の主要構成をブロックで示す図である。

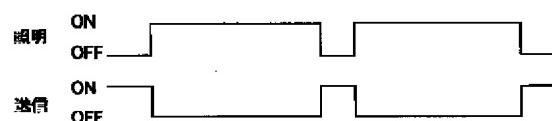
【図3】 同カプセル内視鏡に設けられたリードスイッチの概要を説明する図である。

【図4】 LEDの照明時間と変調・送信部による送信時間のタイミングチャートの一例を示す図である。

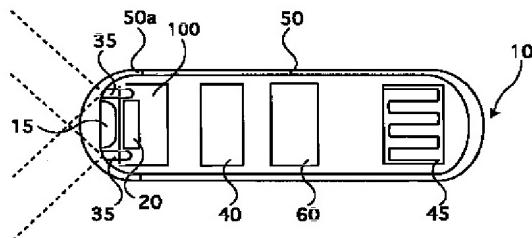
#### 【符号の説明】

- 10 カプセル内視鏡
- 15 対物光学系
- 20 固体撮像素子
- 21 イメージセンサ
- 24 制御部
- 25 タイミングジェネレータ
- 26 サンプルホールド回路
- 27 A/Dコンバータ
- 28 ビデオ処理回路
- 29 コード化回路
- 31 CPU
- 33 42 発振器
- 35 発光ダイオード(LED)
- 37 コンバータ
- 40 送信器
- 41 変調器
- 43 乗算器
- 44 送信アンプ
- 45 送信アンテナ
- 50 密閉カプセル
- 60 電池
- 61 リードスイッチ
- 100 信号処理・発光部

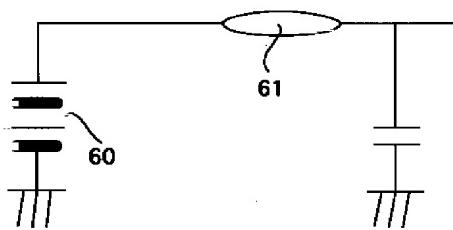
【図4】



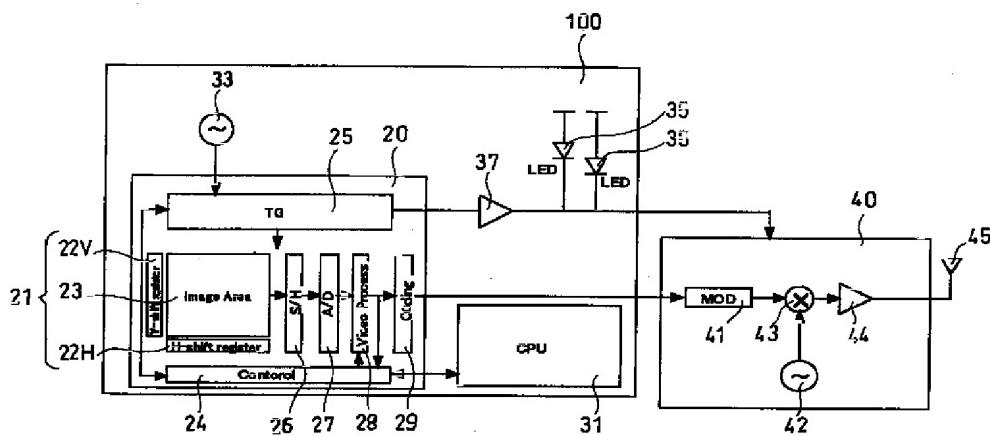
【図1】



【図3】



【図2】



フロントページの続き

(51) Int.C1.<sup>7</sup>

H04N 5/225  
7/18

識別記号

F I

H04N 5/225  
7/18

(参考)

C  
M

(72) 発明者 中村 哲也

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72) 発明者 江口 勝

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72) 発明者 伏見 正寛

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72) 発明者 中西 太一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72) 発明者 大原 健一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA02 CA22 DA18 DA51

GA02 GA05 GA11

AC061 AA00 BB01 CC06 DD00 FF50

JJ06 JJ13 LL02 NN01 NN03

NN05 PP01 PP04 PP06 RR01

RR03 RR11 RR21 SS11 SS30

TT04 UU06

5C022 AA09 AB40 AC42 AC69

5C054 AA01 BA01 CA04 CC03 CH01

EA01 EA03 EA05 FB03 HA12